

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re the Application of:

Hideo EDA et al.

Serial No.: TBA

Filed: Herewith

For: METHOD FOR MAPPING HIGHER
BRAIN FUNCTION AND
HEADGEAR FOR MAPPING
HIGHER BRAIN FUNCTION

Atty. Docket No.: 001309.00048

CLAIM FOR PRIORITY UNDER 35 U.S.C. § 119

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

The benefit of the filing date of the following prior foreign application is hereby requested for the above-identified application and the priority provided under 35 U.S.C. §119 is hereby claimed: (a certified copy of the foreign application is enclosed herewith)

Country	Application Number	Date of Filing (day, month, year)
Japan	P2003-77809	20 March 2003

It is requested that the file of this application be marked to indicate that the requirements of 35 U.S.C. §119 have been fulfilled and that the Patent and Trademark Office kindly acknowledge receipt of these documents.

Respectfully submitted,



Susan A. Wolffe
Reg. No. 33,568

Date: October 7, 2003

Banner & Witcoff, Ltd.
1001 G Street, N.W.
Washington, D. C. 20001-4597
Tel: (202) 824-3000
Fax: (202) 824-3001
SAW:lab

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2003年 3月20日

出 願 番 号

Application Number:

特願2003-077809

[ST.10/C]:

[JP2003-077809]

出 願 人

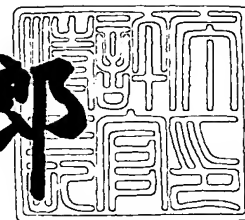
Applicant(s):

独立行政法人通信総合研究所

2003年 6月30日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3051692

【書類名】 特許願

【整理番号】 CRL-02-119

【特記事項】 特許法第 3 0 条第 1 項の規定の適用を受けようとする特
許出願

【提出日】 平成15年 3月20日

【あて先】 特許庁長官 太田 信一郎 殿

【国際特許分類】 G01J 3/00

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町 4 - 2 - 1 独立行政法人通信
総合研究所内

 【氏名】 江田 英雄

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町 4 - 2 - 1 独立行政法人通信
総合研究所内

 【氏名】 村田 勉

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町 4 - 2 - 1 独立行政法人通信
総合研究所内

 【氏名】 高槻 玲

【特許出願人】

 【識別番号】 301022471

 【氏名又は名称】 独立行政法人通信総合研究所

【代理人】

 【識別番号】 100085338

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 赤澤 一博

【選任した代理人】

 【識別番号】 100118245

 【弁理士】

【氏名又は名称】 井上 敬子

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】明細書

【発明の名称】脳高次機能計測方法、及び脳高次機能計測用頭部装着具

【特許請求の範囲】

【請求項 1】被験者の身体の安静時又は所定の活動時における脳の高次機能を計測する方法であって、

機能的核磁気共鳴法によって被験者の脳機能を計測する f M R I 計測工程と、
所定のマーカーを有する頭部装着具を被験者の頭部に装着した状態で核磁気共鳴法によりその状態の被験者の頭部構造画像を得る頭部構造画像取得工程と、

前記 f M R I 計測工程で得られた被験者の脳機能画像と前記頭部構造画像とを
3 次元的に合成して脳機能及び構造を同時に表した 3 次元合成画像を作成する 3
次元画像合成工程と、

前記 3 次元合成画像に基づいて、前記頭部装着具に近赤外分光法で利用する光
プローブの取付部位を特定し、当該特定した位置に光プローブを取り付ける光プ
ローブ取付工程と、

光プローブを取り付けた頭部装着具を被験者の頭部に装着した状態で、被験者
の脳機能を近赤外分光法によって計測する N I R S 計測工程とからなることを特
徴とする脳高次機能計測方法。

【請求項 2】光プローブ取付工程において、3 次元合成画像に含まれる脳機能
画像に基づいて判別された脳の賦活部位に対応するマーカーを、当該 3 次元合成
画像に含まれる頭部構造画像に基づいて判別された頭部装着具上のマーカーから
特定し、頭部装着具上における前記特定されたマーカーの近傍に、近赤外線照射用光プローブと脳で反射する近赤外線の受光用光プローブとを対にして取り付けるようにしている請求項 1 記載の脳高次機能計測方法。

【請求項 3】前記照射用光プローブと受光用光プローブとは、対応するマーカーを挟んで所定距離離間させて配置するようにしている請求項 2 記載の脳高次機能計測方法。

【請求項 4】照射用光プローブと受光用光プローブとの前記離間距離又は配置方向は、脳の賦活部位の形状、頭部装着具の物理的条件、他の近隣の光プローブとの位置関係、或いは脳光伝播の理論解析結果に基づいて決定されるものである

請求項 3 記載の脳高次機能計測方法。

【請求項 5】前記頭部装着具を作成する頭部装着具作成工程を更に含み、この頭部装着具作成工程において、各被験者ごとに対応した当該被験者専用の頭部装着具を作成するようにしている請求項 1、2、3 又は 4 記載の脳高次機能計測方法。

【請求項 6】前記頭部装着具作成工程において、頭部装着具を作成するに際し、前記マーカを頭部装着具に所定間隔で万遍なく複数埋設するようにしている請求項 5 記載の脳高次機能計測方法。

【請求項 7】頭部装着具作成工程において、予め被験者の頭部に食品用ラップフィルム等の柔軟なフィルムを被せた後、このフィルム上に印象材を柔軟な状態で貼り付けることによって、被験者の頭部の形状を型取った頭部装着具を作成し、型取り材の硬化前にマーカを埋設するようにしている請求項 5 又は 6 記載の脳高次機能計測方法。

【請求項 8】請求項 1 乃至 7 記載の脳高次機能計測方法において用いられる頭部装着具であって、

混練した 2 種混合型の歯科用ゴム質弾性印象材、又は熱変形樹脂材料のいずれかの型取り材を柔軟な状態で被験者の頭部に貼り付けて硬化させ当該被験者の頭部の形状を型取った装着具本体と、硬化前の型取り材に所定間隔で複数埋設したマーカとからなることを特徴とする脳高次機能計測用頭部装着具。

【請求項 9】装着具本体に、被験者の鼻又は耳の何れか一方又は両方に対応する位置決め部を、硬化前の型取り材によって形成している請求項 8 記載の脳高次機能計測用頭部装着具。

【請求項 10】前記マーカは、脂肪球である請求項 8 又は 9 記載の脳高次機能計測用頭部装着具。

【請求項 11】前記装着具本体は、被験者の頭部に予め被せた食品用ラップフィルム等の柔軟なフィルム上に前記型取り材を貼り付けて形成したものである請求項 8、9 又は 10 記載の脳高次機能計測用頭部装着具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、高次の脳機能を的確に計測するための脳高次機能計測方法、及びこの計測方法で用いられる頭部装着具に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

近年、脳の活動を非侵襲的に計測し脳機能を解析する方法が考えられ、その方法を実現する装置やシステムが種々開発されてきている。例えば、機能的核磁気共鳴法（fMRI；functional magnetic resonance imaging）、近赤外線分光法（NIRS；near-infrared spectroscopy）等が脳機能の計測方法の代表例である（例えば、非特許文献1参照）。

【0003】

fMRI法は、脳における血流中のデオキシヘモグロビン（Deoxy-Hb）値の変動に基づくMRIの信号強度の変化を測定し、それを画像化することによって局所的な脳の活動を観測するというBOLD効果を基礎的原理としており、mmオーダーという極めて高い空間分解能で得られた脳の機能画像から賦活部位を特定するものである。一方、NIRS法は、被験者の頭部に照射用プローブ（光ファイバ）を通じて所定波長の近赤外線パルス光を照射し、それに対応して脳で反射した近赤外線を、数十ミリ秒という高い時間分解能で検出用プローブ（光ファイバ）を通じて検出する方法である。具体的には、皮膚組織や骨組織を透過し且つ脳の血管における血液中のオキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンに吸収される波長の近赤外線を利用して、この近赤外線を被験者の頭部に装着したホルダに接続したプローブを介して伝達することで、血液中のオキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度及びそれらの総和である総ヘモグロビン濃度を測定し、これらの経時的な濃度変化から導き出される脳内の血行動態変化によって、運動中又は静止状態における被験者の脳活動を高い時間分解能で計測し、或いは画像化する（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

【非特許文献1】

マーカス・ライケル（Marcus E. Raichle）著、「ブリーフ ヒストリ

ー オブ ヒューマン ファンクショナル ブレイン マッピング (A Brief History of Human Functional Brain Mapping) 」, (米国), 「ブレイン マッピング ザ システム (Brain Mapping The System) 」収録, アカデミック・プレス (Academic Press) , 2000年, p. 64-65

【特許文献1】

特願2002-128107明細書

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、fMRI法は、上述のように空間分解能に優れている反面、頭部全体をスキャンするためせいぜい1～2秒で1枚の画像を撮影することができず時間分解能に劣っており、また被験者をほぼ閉塞された装置内に収容し、その装置内で脳活動を計測するため、例えば被験者の体を動かしながら運動中における脳活動を計測することは困難であるという不具合を有している。また現在では、fMRIの基本原理とされているBOLD効果自体が見直されつつあるという問題もある。一方、NIRS法は、上述のように時間分解能に優れており、被験者を拘束又は非拘束の何れの状態でも観測できる反面、プローブの装着位置に依存して観測しなければならないために空間分解能についてはせいぜい数cmオーダーという低い性能しか有していない。

【0006】

このような問題に基づき、fMRI法とNIRS法とを単に組み合わせれば、すなわち、両方法の計測結果を照合すれば、それぞれの欠点を補い合い、時間分解能にも空間分解能にも優れた脳機能の計測結果が得られるのではないかと考えられるが、そもそも両方法で得られる結果が常に対応しているかは不明であるので、単に両方法を組み合わせただけでは決して好ましい結果が得られるわけではない。

【0007】

そこで本発明は、以上のような問題に鑑みて、fMRI法とNIRS法の長所を活かし、且つ両方法による結果を確実に対応付けることができる脳の高次機能計測方法を提供するとともに、この計測方法に用いるのに適した頭部装着具をも

提供することを主目的としている。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る脳高次機能計測方法は、被験者の身体の安静時又は所定の活動時における脳の高次機能を計測する方法であって、機能的核磁気共鳴法によって被験者の脳機能を計測するfMRI計測工程と、所定のマーカーを有する頭部装着具を被験者の頭部に装着した状態で核磁気共鳴法によりその状態の被験者の頭部構造画像を得る頭部構造画像取得工程と、fMRI計測工程で得られた被験者の脳機能画像と頭部構造画像とを3次元的に合成して脳機能及び構造を同時に表した3次元合成画像を作成する3次元画像合成工程と、この3次元合成画像に基づいて、前記頭部装着具に近赤外分光法で利用する光プローブの取付部位を特定し、当該特定した位置に光プローブを取り付ける光プローブ取付工程と、光プローブを取り付けた頭部装着具を被験者の頭部に装着した状態で、被験者の脳機能を近赤外分光法によって計測するNIRS計測工程とからなることを特徴としている。

【0009】

すなわち、fMRI計測工程では、まず、fMRI法によって得られた脳機能画像に基づいて、被験者に所定の刺激を与えた場合の脳の概略的な賦活部位を特定しておく。また、fMRI計測工程の前又は後に行われる頭部構造画像取得工程では、頭部装着具を被った被験者の頭部構造画像、すなわち、被験者の頭部全体及び脳の形状がマーカーと共に表された画像をMRI法によって得ておく。そして、3次元画像合成工程において、先に得ておいた脳機能画像と頭部構造画像とをコンピュータ処理により一つの画像に合成し、頭部構造画像中に脳の賦活部位を表す。そうすることで、賦活部位に対応するマーカーを高精度の空間分解能で特定することができるので、光プローブ取付工程では、特定されたマーカーの近傍に光プローブを取り付けて、最後にNIRS計測工程において、その賦活部位における血流中のヘモグロビン(Hb、オキシヘモグロビン(oxy-Hb)及びデオキシヘモグロビン(deoxy-Hb)の総量)の経時的変化を高精度の時間分解能で計測することができる。したがって、fMRI法による脳の賦活部位の特定と、

その賦活部位におけるNIRS法による血流中のHb変化に基づく脳機能の経時的変化を確実に対応付けて、両方法の長所を十分に活用できることになる。

【0010】

特に光プローブ取付工程においては、3次元合成画像に含まれる脳機能画像に基づいて判別された脳の賦活部位に対応するマーカーを、当該3次元合成画像に含まれる頭部構造画像に基づいて判別された頭部装着具上のマーカーから特定し、頭部装着具上における前記特定されたマーカーの近傍に、近赤外線照射用光プローブと脳で反射する近赤外線の受光用光プローブとを対にして取り付けるようにすることが好ましい。この場合、照射用光プローブと受光用光プローブとは、対応するマーカーを挟んで所定距離離間させて配置するのが適切である。さらに、照射用光プローブと受光用光プローブとの前記離間距離又は配置方向は、脳の賦活部位の形状、頭部装着具の物理的条件、他の近隣の光プローブとの位置関係、或いは脳光伝播の理論解析結果に基づいて決定するとよい。

【0011】

また、本計測方法においては、頭部装着具を適切に作成する必要がある。そのためには、上述した脳高次機能計測方法に、頭部装着具を作成する頭部装着具作成工程を更に含ませて、この頭部装着具作成工程において、各被験者ごとに対応した当該被験者専用の頭部装着具を作成することが望ましいといえる。すなわち、頭部及び脳の形状は被験者ごとに異なるので、汎用の頭部装着具を使用したのでは正確を期すことが難しいが、被験者ごとに対応したオーダーメイドの頭部装着具を作成すれば、脳の賦活部位の特定と血流中のHb変化の計測を極めて正確に行うことができる。fMRI計測工程により特定された脳の賦活部位におけるNIRS計測工程による計測の正確性をより向上するためには、頭部装着具を作成するに際して、マーカーを頭部装着具に所定間隔で万遍なく複数埋設することが好ましい。具体的に簡易な頭部装着具作成工程としては、予め被験者の頭部に食品用ラップフィルム等の柔軟なフィルムを被せた後、このフィルム上に印象材を型取り材を柔軟な状態で貼り付けることによって、被験者の頭部の形状を型取った頭部装着具を作成し、型取り材の硬化前にマーカーを埋設する方法を挙げることができる。以上のようにすることで、従来のように被験者の頭部の形を石膏

等で型取った後に、この石膏等の型から樹脂製の頭部装着具を作成していたという二度手間を省き、短時間で簡単に頭部装着具を作成することができる。ここで、印象材としては、2種混合型の歯科用ゴム質弾性印象材、又は熱変形樹脂材料等を適用することができる。

【0012】

このように、上述した本発明の脳高次機能計測方法においては、頭部装着具が極めて重要なものとなる。すなわち、本発明に係る頭部装着具は、要するに、混練した2種混合型の歯科用ゴム質弾性印象材、又は熱変形樹脂材料のいずれかの型取り材を柔軟な状態で被験者の頭部に貼り付けて硬化させ当該被験者の頭部の形状を型取った装着具本体と、硬化前の型取り材に所定間隔で複数埋設したマーカールとからなることを特徴とするものである。なお、柔らかい型取り材であっても、ある程度（例えば5mm以上）の厚みを持たせれば独立して使用することも可能である。

【0013】

特に、頭部構造画像取得工程においてマーカールごと頭部の構造画像を撮影する際と、NIRS計測工程での計測時とで頭部装着具にずれが生じると、計測結果に影響を及ぼすことになる。この不具合を簡便に防止するためには、装着具本体に、被験者の鼻又は耳の何れか一方又は両方に対応する位置決め部を、硬化前の型取り材によって形成することが好ましい。

【0014】

また、マーカールには、MRI法により撮影される構造画像に映り込み、且つ入手が容易なものが望まれるので、脂肪球、例えば脂溶性の粒状物を適用することが好適である。このようなマーカールとして特に入手が容易なものには、ビタミンDの錠剤が挙げられる。

【0015】

さらに、型取り材を被験者の頭部に直接貼り付けたのでは、硬化後に被験者の頭部から取り外しにくくなる。しかしながら、型取り材によって可能な限り被験者の頭部の形状を的確に写し取る必要がある。この両方を満たすようにするには、装着具本体を、被験者の頭部に予め被せた食品用ラップフィルム等の柔軟なフ

ィルム上に前記型取り材を貼り付けて形成することが有効となる。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の一実施形態を、図面を参照して説明する。

【0017】

この実施形態は、fMRI法とNIRS法とを適切に組み合わせた脳高次機能計測方法であり、図1に示すように大別して、fMRI計測工程S1と、頭部装着具作成工程S2と、頭部構造画像取得工程S3と、3次元画像合成工程S4と、光プローブ取付工程S5と、NIRS計測工程S6の合計6工程からなる。なお、この実施形態に係る脳高次機能計測方法で用いられる頭部装着具HCについても併せて説明する。

【0018】

まず、fMRI計測工程S1では、通常のfMRI計測方法どおり、被験者にMRI装置の中で所定のタスクを行わせて、脳BR全体の活動状態の撮像を行う。図2は、前記タスクの一例として、被験者の左右の目に異なる画像を見せることで生ずる「両眼視野闘争」試験を行わせた結果、得られた脳機能画像IMGfである。MRI装置内では、被験者TPの体が固定されているので、被験者TPの両目に異なる画像を見せるための眼鏡（図7参照）をかけさせておく。なお、脳機能画像IMGfは三次元画像として得られるが、同図はそのうち被験者TPの脳BRを右側方から見た状態を示している。同図の脳機能画像IMGfにおいて、色を附した部位が当該被験者の脳BRの賦活部位APであり、色が濃い部分においてより高い活動を行ったことが示されている。すなわちこのfMRI計測工程S1では、所定の刺激によって活動する脳BRの賦活部位APの概略的な位置を把握できることになる。その際、脳機能画像IMGfの表示にあたって賦活部位APの表示面積は、閾値を適宜定めることで変更することができるが、通常、閾値として用いる統計上の検定値（p値）を大きくすると賦活部位APの表示面積が小さくなり、逆にp値を小さくすると賦活部位APの表示面積は大きくなる。

【0019】

頭部装着具作成工程 S 2 では、後述する N I R S 計測工程 6 において被験者の頭部に被せるための頭部装着具 H C を作成する。図 3 を参照して具体的に説明すると、まず同図 (a) に示すように、被験者 T P の頭部に薄く柔軟な樹脂フィルム (ここでは例えば食品ラップフィルム) F M を被せておく。そして、歯科用の 2 種混合型ゴム質弾性印象材を練り混ぜた型取り材 R S を、その硬化前に上述した樹脂フィルム F M の上から頭部に沿って約 5 m m 以上の厚さで延ばした状態でしばらく静置し硬化させることで、被験者 T P の頭部の形に対応したオーダーメイドの頭部装着具 H C を形成する。すなわち、硬化後の型取り材 R S がそのまま頭部装着具 H C となる。その際、後に被験者 T P がこの頭部装着具 H C を被るときに適正な位置決めがなされるように、被験者 T P の両耳の前後を挟む位置と鼻の上部を上方から包囲する位置に、型取り材 R S によって位置決め部 H C p 1、H C p 2 を形成しておく。また、型取り材が硬化する前に、同図 (b) 及び (c) に示すように、頭部装着具 H C に粒状のマーカー M K を埋め込んでおく。マーカー M K としては脂肪球が好ましいので、本実施形態では市販のビタミン D 錠剤 (脂溶性の物質) を用いている。なお、マーカー M K は、頭部装着具 H C の厚みを貫通するように埋め込まれるが、可能な限り頭部装着具 H C 全体に亘って万遍なく配置する。

【 0 0 2 0 】

頭部構造画像取得工程 S 3 では、上述した頭部装着具作成工程 S 2 で作成された頭部装着具 H C を頭部に被せた状態で、被験者 T P の頭部を M R I 装置にて撮像し、頭部構造画像 I M G s を得る。図 4 に、この工程 S 3 で得られた頭部構造画像 I M G s を示す。同図 (a) は、被験者 T P の頭部を右斜め前方から見た状態、同図 (b) は被験者 T P の頭部を (a) の状態よりもさらに右側方から見た状態、同図 (c) は被験者 T P の頭部を右後ろ上方から見た状態、同図 (d) は被験者 T P の頭部を後方から見た状態をそれぞれ三次元画像として表したものであり、これらの各画像は 1 つの頭部構造画像 I M G s を 3 次元的に異なる方向から見た状態を示したものである。各頭部構造画像 I M G s には、被験者 T P の頭部 (顎から上) の頭皮 S K、脳 B R、及びマーカー M K が映っている。特にマーカー M K は、頭皮 S K からやや浮上した状態で撮像される。

【0021】

3次元画像合成工程S4では、上述したfMRI計測工程S1で得られた脳機能画像IMGfと、頭部構造画像取得工程S3で得られた頭部構造画像IMGsとを合成して、脳機能及び構造を同時に表した3次元合成画像IMGfsを作成する。具体的に説明すると、脳機能画像IMGfと頭部構造画像IMGsはいずれも同一の被験者TPの脳の画像を含んでいるため、この脳の形状を基準にして一方の画像を固定しておくとともに他方の画像を移動させ、脳の画像同士を一致させる。この処理は、例えば汎用の統計計算プログラム（一例として、ロンドン大学による統計計算パッケージSPM）を利用することで簡単に行うことができる。このようにして脳の形状を一致させた両画像IMGf、IMGsをレンダリングソフト（例えばAnalyzeソフトウェア）で重ね合わせて頭皮SK及びマーカーMKを含めてレンダリング処理を行い、一つの3次元合成画像IMGfsを得ることができる。図5（a）～（d）に、図4（a）～（d）に示した頭部構造画像IMGsに対応する被験者TPの3次元合成画像IMGfsを示す。すなわち、この3次元合成画像IMGfsでは、被験者TPの頭部（脳BR、頭皮SK）の構造とともに、頭部装着具HC上のマーカーMKと、脳BRの賦活部位APが同一画像上に表現されている。

【0022】

光プローブ取付工程S5は、先の3次元画像合成工程S4で得た3次元合成画像IMGfsに基づいて、脳BRの賦活部位APに最も近いマーカーMKを選び出し、図6（a）に示すようにそのマーカーMKを挟む2箇所に印（同図ではx印）を付けておき、この印を付けた箇所に後述のNIRS計測工程S6で利用する一対の光ファイバからなる光プローブPR1、PR2を同図（b）に示すように取り付ける。これら対をなす光プローブのうち一方は近赤外線パルス光を照射するための照射用プローブPR1であり、他方は脳RBで反射した近赤外線を検出する検出用プローブPR2である。また、本実施形態においては、これら照射用プローブPR1と検出用プローブPR2とを、1つのマーカーMKを挟んで約2cmの間隔で頭部装着具HCに埋め込むようにしているが、この他に、マーカーMKの物理的な位置、脳BRの賦活部位APの位置や形状、他の近隣する光プ

プローブとの位置関係、或いは脳光伝播の理論解析結果等を適宜加味して、各光プローブPR1、PR2の頭部装着具HCへの埋め込み位置を決定することもできる。

【0023】

NIRS計測工程S6では、以上のように作成され光プローブPR1、PR2が埋め込まれた頭部装着具HCを被験者TPの頭部に鼻及び耳の位置決め部HCp1、HCp2で位置合わせして被せ、この状態で、fMRI計測工程S1で与えたのと同様の刺激を被験者TPに与える。すなわち本実施形態では、上述したとおり、被験者TPの両目に異なる画像を見せた際の脳BRの賦活状態を観察する「両眼視野闘争試験」におけるNIRS計測を行う。そのために、図7に示すような眼鏡GRを被験者TPにかけさせて、その状態でNIRS計測装置Mの光源（図示省略）から照射用プローブPR1を通じて被験者TPの頭部に赤外線パルス光を照射し、脳BRで反射した赤外線を検出用プローブPR2を通じて計測装置Mで受光して、被験者TPの脳の血管中における血液のオキシヘモグロビン（oxyHb）濃度、デオキシヘモグロビン（deoxyHb）濃度の経時的変化を計測する。赤外線のサンプリング時間の間隔は、数十ミリ秒とするとよい。

【0024】

ここで、図8 { (a) は脳BRの平面図、(b) は脳BRの左側面図、(c) は脳BRの右側面図 } に、脳機能画像IMGfに基づく被験者TPの脳BRにおける賦活部位（1～10）を示し、図9に、各賦活部位APにおけるオキシヘモグロビン（oxyHb）の経時的濃度変化（実線）及びデオキシヘモグロビン（deoxyHb）の経時的濃度変化（破線）を示す。これらの結果から、両眼視野闘争試験において目を通じて脳BRに刺激が与えられると、高く賦活された脳の部位（図8において色の濃い賦活部位AP）で、血液中のオキシヘモグロビン（oxyHb）濃度が高くなるという、fMRI計測による結果とNIRS計測による結果との極めて高い相関関係が認められた。したがって、fMRI計測による脳BRの賦活部位APと、NIRS計測による脳内血液中のヘモグロビン（oxyHb、deoxyHb）濃度変化との高い相関関係が認められたので、本実施形態の脳高次機能計測方法によれば極めて高い精度の空間分解能と時間分解

能で脳の高次機能の計測が可能であり、本実施形態は非常に有用な脳高次機能計測方法であるといえる。

【0025】

なお、本発明は上述した実施形態に限られるものではなく、各工程における具体的な方法は本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々変形が可能である。

【0026】

【発明の効果】

本発明は、以上に詳述したように、fMRI計測により予め被験者の脳機能画像を得ておくとともに、被験者ごとの頭部装着具を作成してそれを被った状態でMRI装置で頭部構造画像を得ておき、これら脳機能画像と頭部構造画像とを3次元合成して3次元合成画像を作成し、この3次元合成画像に基づいて頭部装着具において脳機能画像から把握される脳の賦活部位に近い箇所に光プローブを取り付けて、この頭部装着具を被った状態でNIRS計測を行うものである。したがって、本発明によれば、fMRI計測に基づく高い空間分解能とNIRS計測による高い時間分解能とを両立させて、被験者に与えられた刺激による脳の賦活部位における脳機能の計測を極めて高い精度で行うことが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係る脳高次機能計測方法の各工程を示すフロー図。

【図2】

同実施形態のfMRI計測工程で得られる脳機能画像例を示す図。

【図3】

同実施形態の頭部装着具作成工程を示す図。

【図4】

同実施形態の頭部構造画像取得工程で得られる頭部構造画像例を示す図。

【図5】

同実施形態の脳機能画像と頭部構造画像とを合成した3次元合成画像例を示す図。

【図6】

同実施形態の光プローブ取付工程を示す図。

【図 7】

同実施形態の N I R S 計測工程を示す図。

【図 8】

同実施形態における両眼視野闘争試験における脳の賦活部位を示す図。

【図 9】

同両眼視野闘争試験における N I R S 計測結果を脳の賦活部位に対応して示す図。

【符号の説明】

S 1 … f M R I 計測工程 S 1

S 2 … 頭部装着具作成工程

S 3 … 頭部構造画像取得工程

S 4 … 3 次元画像合成工程

S 5 … 光プローブ取付工程

S 6 … N I R S 計測工程

H C … 頭部装着具

I M G f … 脳機能画像

I M G s … 頭部構造画像

I M G f s … 3 次元合成画像

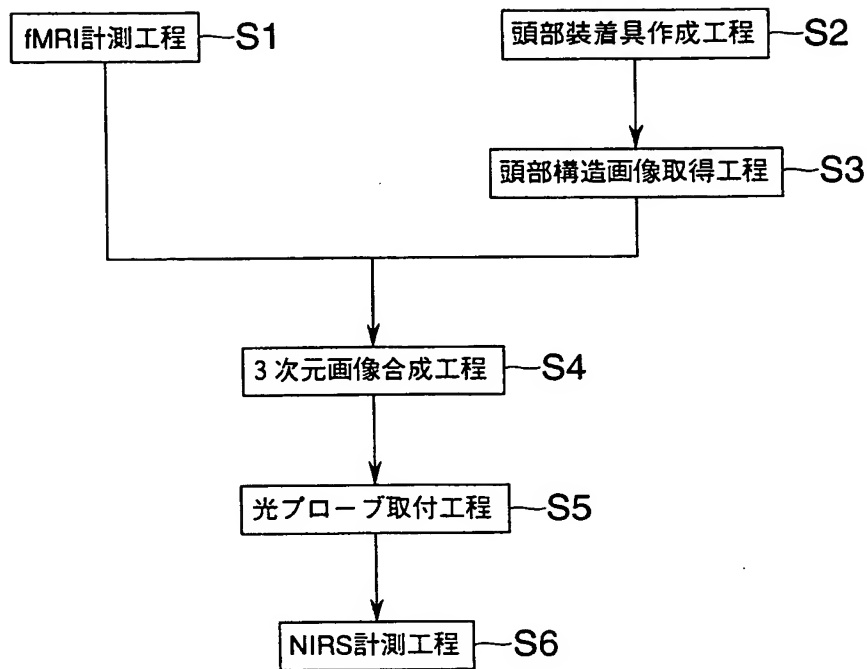
M K … マーカー

P R 1、P R 2 … 光プローブ（照射用プローブ、検出用プローブ）

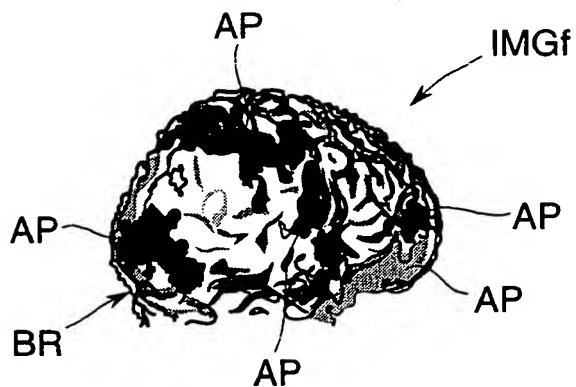
【書類名】 図面

【図 1】

<脳高次機能計測方法>

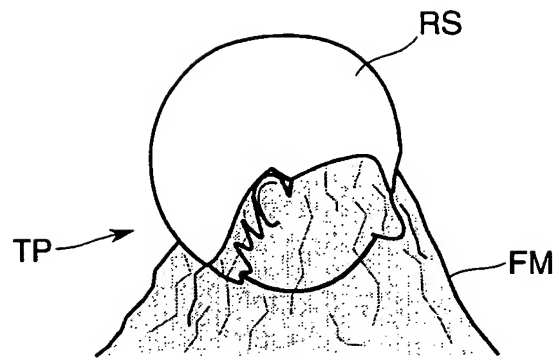


【図 2】

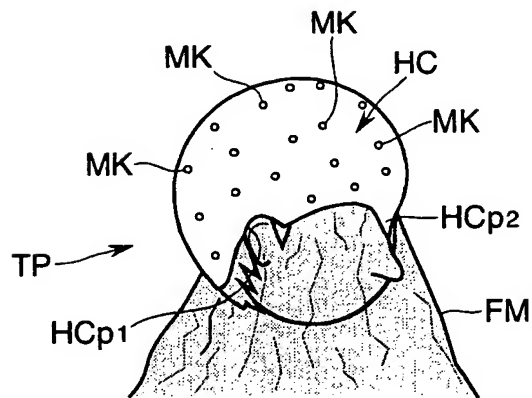


【図 3】

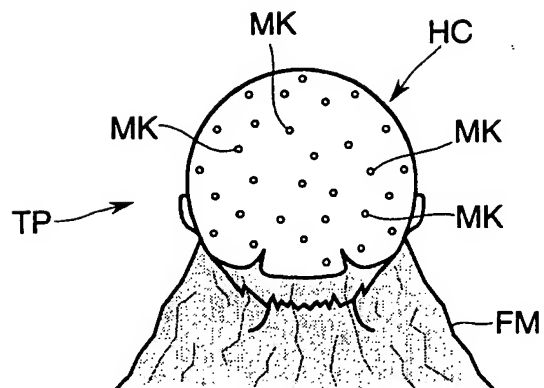
(a)



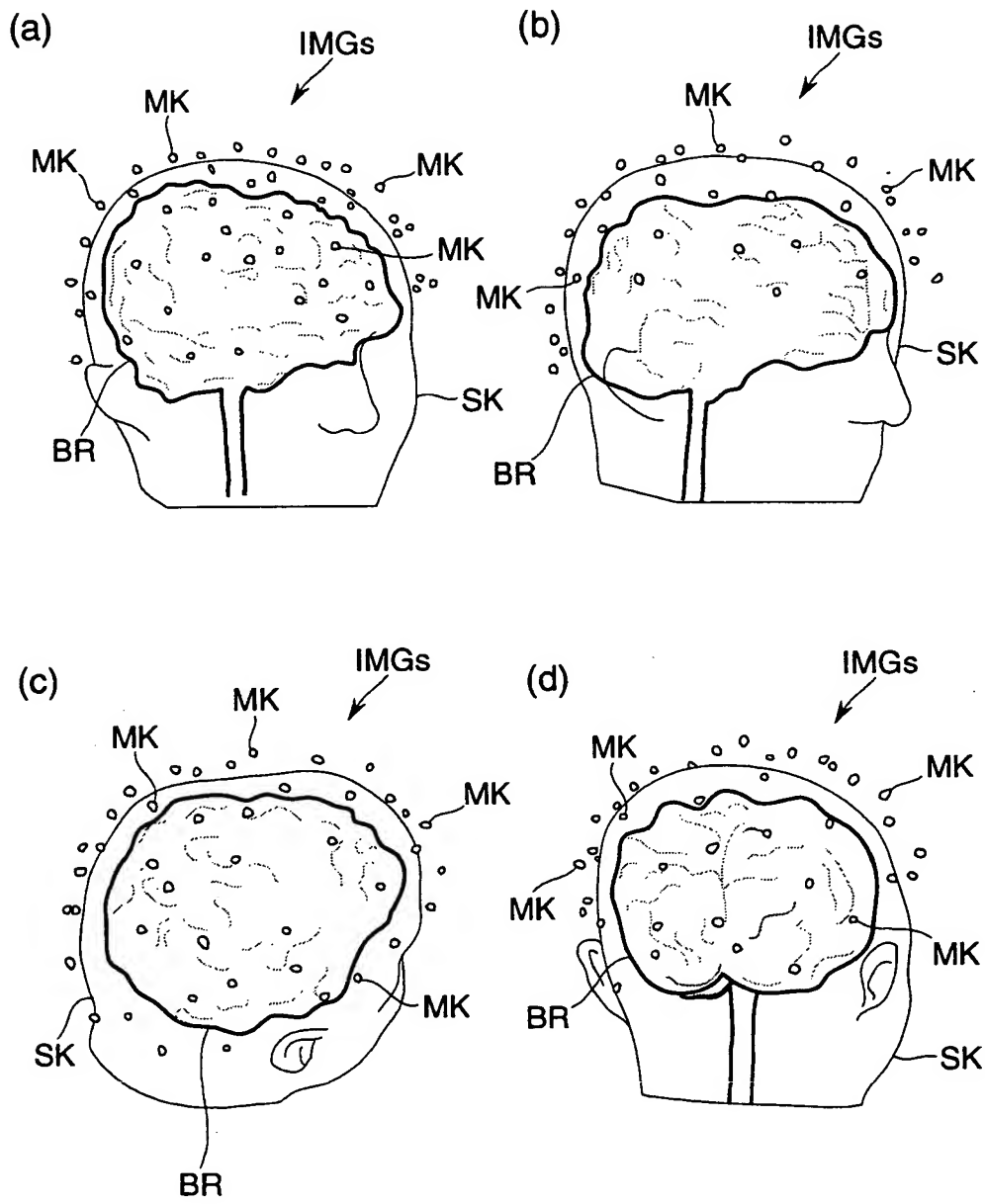
(b)



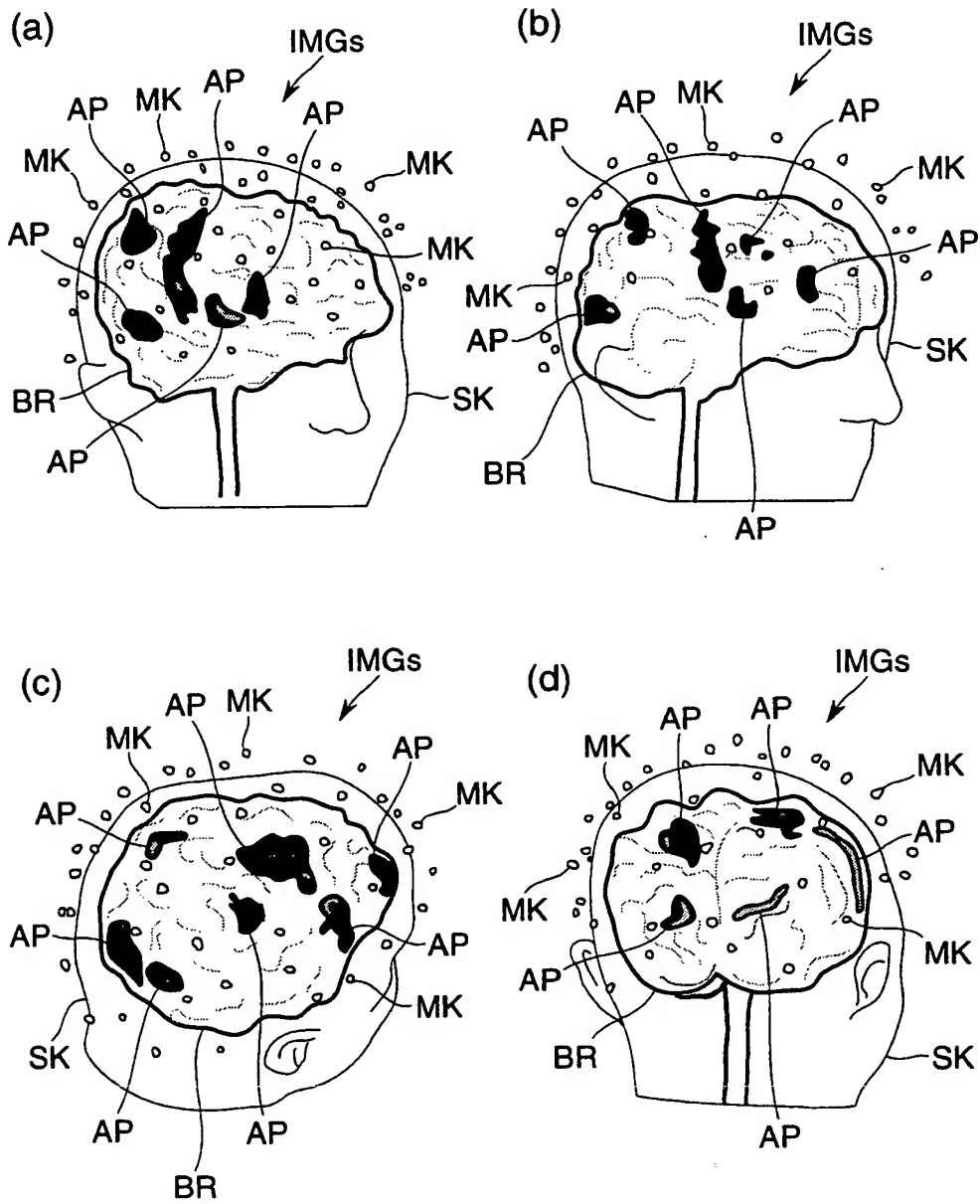
(c)



【図 4】

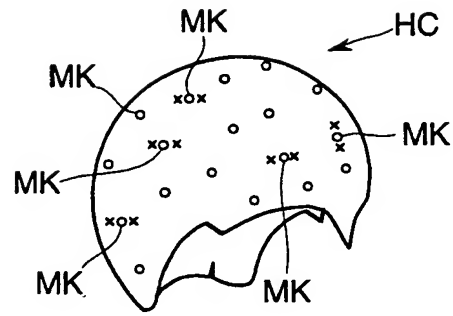


【図 5】

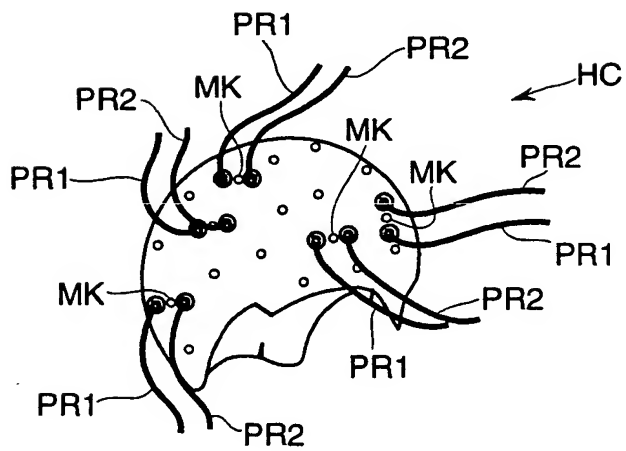


【図 6】

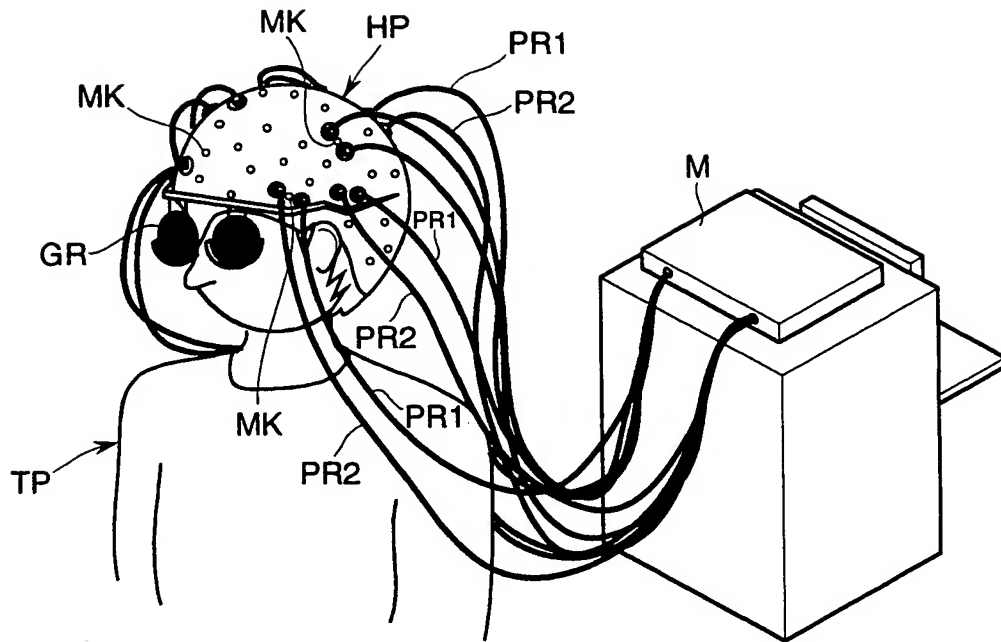
(a)



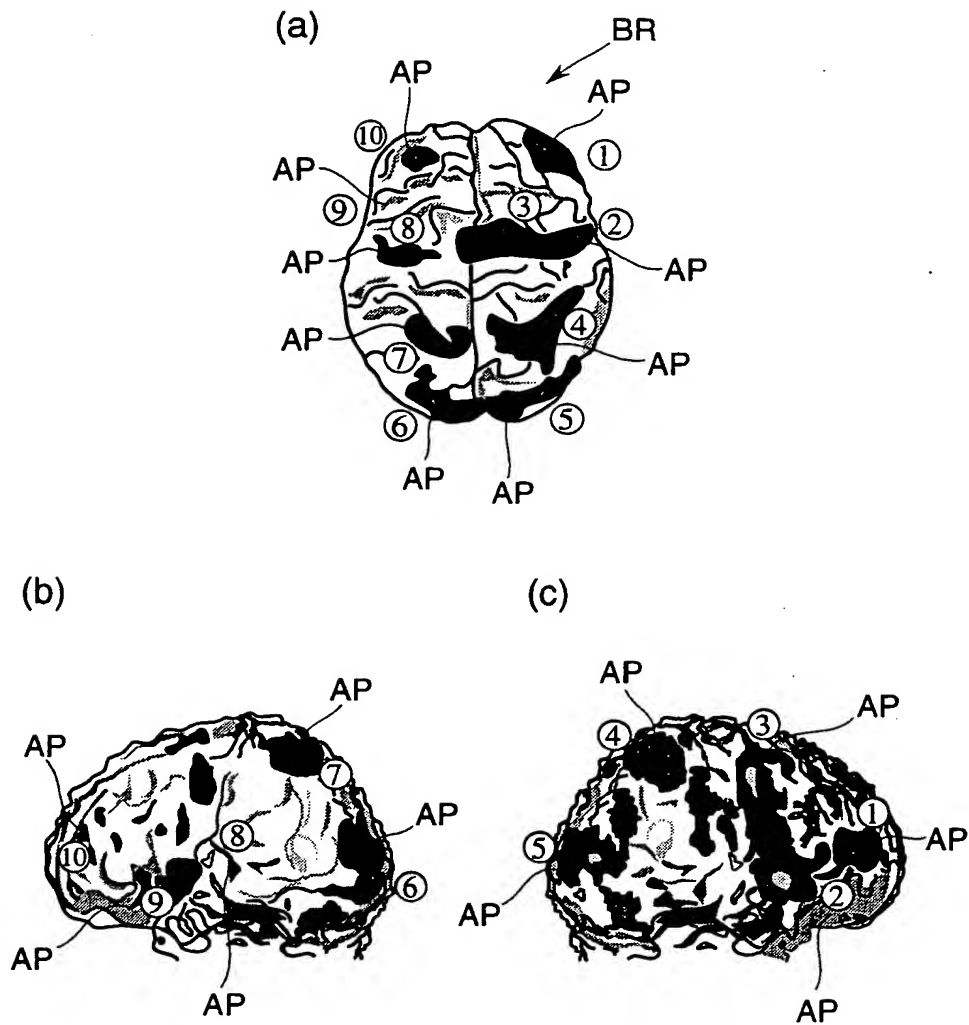
(b)



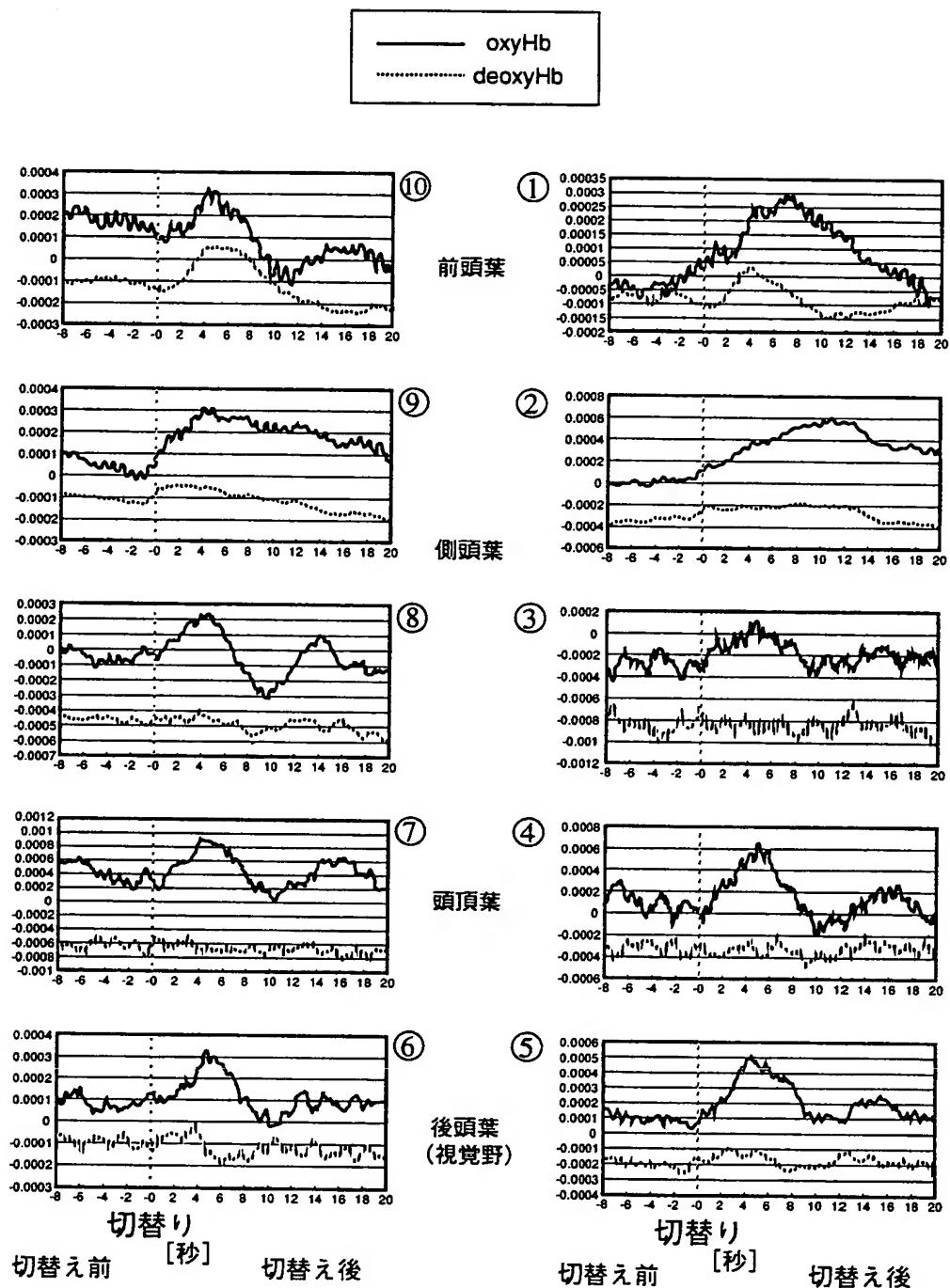
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 fMRI法とNIRS法の長所を活かし、且つ両方法による結果を確実に対応付けることができる脳の高次機能計測方法を提供する。

【解決手段】 脳高次機能計測方法を、fMRI法によって被験者TPの脳機能を計測するfMRI計測工程S1と、マーカーMKを有する頭部装着具HCを被験者TPの頭部に装着した状態でMRIにより頭部構造画像IMGsを得る頭部構造画像取得工程S3と、この頭部構造画像IMGsとfMRI計測工程S1で得られた脳機能画像IMGfとから3次元合成画像IMGfsを作成する3次元画像合成工程S4と、この3次元合成画像IMGfsに基づき頭部装着具HCに光プローブPR1, PR2の取付部位を特定してその位置に光プローブPR1, PR2を取り付ける光プローブ取付工程S5と、光プローブPR1, PR2を取り付けた頭部装着具HCを被験者TPの頭部に装着した状態でNIRS法を行うNIRS計測工程S6とから構成した。

【選択図】 図1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [3 0 1 0 2 2 4 7 1]

1. 変更年月日 2 0 0 1 年 4 月 2 日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都小金井市貫井北町 4 - 2 - 1

氏 名 独立行政法人通信総合研究所